

10/565895

手続補正書（法第11条の規定による補正）

IAP20 Rec'd PCT/PTO 24 JAN 2006

特許庁審査官 殿

1. 国際出願の表示 PCT/J P 2004/010618

2. 出願人

名 称 学校法人 日本大学
NIHON UNIVERSITYあて名 〒102-8275 日本国東京都千代田区九段南四丁目8番24号
8-24, Kudanminami 4-Chome, Chiyoda-Ku, Tokyo
102-8275 Japan

国 籍 日本国 Japan

住 所 日本国 Japan

3. 代理人

氏 名 7015 弁理士 伊東 忠彦
ITOH Tadahikoあて名 〒150-6032 日本国東京都渋谷区恵比寿4丁目20番3号
恵比寿ガーデンプレイスタワー32階
32nd Floor, Yebisu Garden Place Tower, 20-3
Ebisu 4-Chome, Shibuya-Ku, Tokyo
150-6032 Japan

4. 補正の対象

明細書

5. 補正の内容

別紙の通り補正する。

背景技術を追加し、請求項5及び請求項7と明細書との関係を明確にする。

6. 添付書類の目録

- (1) 明細書第4頁、4／1頁、12頁、12／1頁、
13頁及び13／1頁

- ・網島均、別府嗣信、新井嘉則：立体画像構成法(特願 2000-358420)、2000
- ・Befu S, Tsunashima H, Arai Y : A study in Three-dimensional Image Processing Method for 3DX Multi Image Micro CT. CARS2001: 2001、pp.665-670
- ・網島均、別府嗣信、山田鮎太、新井嘉則 : 歯科用小型 X 線CTにおける3次元画像構築法、Med. Imag. Tech. 21:157-165、2003

また、医用画像処理装置において、画像再構成されたデータに対して後補正処理としてマトリックスフィルタをかける際にその画像に適するマトリックスフィルタを自動的に選択して後補正処理する技術が知られている(特開平7-385号公報参照。)

また特開平9-204518号公報には、平行なスライスデータに対して、同一イメージ内の上下左右(4近傍)の加算平均や、斜めの画素を加えた8近傍の加算平均を行う発明である。また、同一イメージ内の4近傍に隣接イメージの同一位置のピクセルを加えた立体6近傍の加算平均や、同一イメージの8近傍に隣接イメージの3×3ピクセルを加えた立体26近傍の加算平均も開示されている。

しかしながら、この公報に記載された発明は、スライスデータの補正処理であり、本発明のように、3次元データのまま、連続するボクセル同士の積算値を求めて補正するものでない。

また、特開2002-374418号公報には、画素値に対応した処理を行い、1つの処理系でノイズ除去処理と共に鮮鋭化処理を行う技術が開示されている。

しかしながら、この公報に記載された発明は、低周波成分・高周波成分に注目した平滑処理であり、本発明のように、3次元データのまま、連続するボクセル同士の積算値を求めて補正するものでない。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0013] しかしながら、特開平7-385号公報に記載された発明は、予め、画像に対応したマトリックスフィルタを用意する必要がある。したがって、特殊な画像の場合は、その画像のために別途、マトリックスフィルタを作成し用意する必要があるという問題がある。
- [0014] また、有効性について基本的な検討を行った上述の文献において、構築した3次元画像を検討した結果、切り出し回転中心から外周方向に向かって画像が膨張している

ことが確認され、対象物の寸法の再現に問題があることがわかった。

- [0015] 本発明は、上記問題に鑑みなされたものであり、欠損部分の推定を行わず、CTから得られる原画像データを用いて、鮮明な画像を高速に生成することが可能な画像処理方法及び画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体を提供することを目的とするものである。

課題を解決するための手段

- [0016] 上記課題を解決するために、本件発明は、以下の特徴を有する課題を解決するための手段を採用している。
- [0017] 請求項1に記載された発明は、3次元対象物から得られた3次元CTデータの値を補正する画像処理方法において、前記3次元対象物から得られた3次元CTデータから、補正值を生成するために用いられる閾値を設定する閾値設定手順と、補正対

(c)注目3次元CTデータ点Pから、6つの「面の中心」の方向(3、4、5、6、25、26)である。

なお、注目3次元CTデータ点からの方向はこれに限らず実施できる。例えば、正多角形の各面の中心の方向であってもよい。また、図11の方向において、方向の付加又は削除を行ってもよい。

(2) 各方向毎に 4voxel を追跡し画素値を加算(線積分)する。26方向の加算値 $f[0] \sim f[25]$ が算出される。

[0051] なお、線積分の数は、4に限らず実施することができる。

(3) 26個の加算値 $f[0] \sim f[25]$ を大きい順に並び替える。並び替えの後、上位8方向の値の平均値を算出する。

[0052] なお、上位8方向の値の平均値を算出したが、これに限らず実施することができる。例えば、上位8方向の値の和を算出して、その合計を用いてもよい。

すなわち、この場合は、注目している3次元CTデータを起点として連続した所定数の3次元CTデータの積算値を算出し、算出された方向毎に求めた積算値の内、上位所定数の積算値の和を求める。

(4) 8方向の平均値が、閾値よりも高い場合、この画素は対象物の情報とみなし画像出力する。

[0053] この閾値 Thr_F として、前記加算値 $f[0] \sim f[25]$ の平均値 F_{AV} と、前記加算値 $f[0] \sim f[25]$ の最大値 F_{MAX} に基づいて、閾値が設定される。

[0054] つまり、例えば、次式で閾値 Thr_F を求める。

$$Thr_F = k2 \times (F_{MAX} - F_{AV}) \quad \dots (16)$$

本方法により、エッジが鮮明になった。

[0055] なお、上記(3)における「上位8方向の値の平均」法に代えて、「上位8方向の値の平均」と「下位8方向の値の平均」の差を求めて、その差に基づいて補正して、補正した値が所定の値より大きい場合に、境界面として認定するようにしてもよい。

[0056] つまり、上位8方向の値の平均値を $F8max$ とし、下位8方向の値の平均値を $F8min$ とし、その差に応じて、注目3次元CTデータ点の値 $Voxel$ を補正し、その補正値の大きさに基づいて、対象物の情報とみなすか否かを判断する。

- [0057] 平均値の求め方は、例えば、8方向の値の和を8で除すればよい。なお、除数が固定と見なせる場合は、8方向の値の和を平均値として、処理することもできる。
- [0058] 具体的には、強調係数 K_3 ($0 < k_3$)を用いて、注目3次元CTデータ点の値 V_{oxel}

を、次の式(17)に基づいて、強調された補正值Voxel eを得る。

$$[0059] \quad \text{Voxel } e = \text{Voxel} + k3(F8\text{max} - F8\text{min}) \quad \dots\dots\dots(17)$$

この強調されたVoxel eが、所定の大きさを超えるか否かで、対象物の情報とみなすか否かを判断する。

すなわち、この場合は、方向毎に求めた積算値の内、上位所定数の積算値の和及び下位所定数の積算値の和を求め、注目している3次元CTデータを、上位所定数の積算値の和及び下位所定数の積算値の和に基づいて補正し、補正された3次元CTデータ値と所定の閾値とを比較して、補正された3次元CTデータを処理対象のデータとしている。

[0060] なお、上位及び下位8方向の平均値を算出したが、これに限らず、例えば、8方向の値の和を算出して、その合計を用いてもよい。

[0061] なお、注目3次元CTデータ点が、丁度、面の境界上にあるとき、F8maxは大きな値を持ち、F8minは小さな値を持つので、「F8max-F8min」は、大きな値を持つ。したがって、式(17)により得られた強調されたVoxel eに基づいて、判断することにより、的確な、境界面の判断を行うことができる。

[0062] また、本手法は各方向4voxel、注目点を中心に $9 \times 9 \times 9$ の領域から特徴点を抽出する処理である。しかし、本来 $9 \times 9 \times 9$ 領域の全てのデータを処理して、特徴点を抽出するには膨大な計算量を要し、処理時間に課題がある。しかしながら、本手法では注目点から26方向のベクトルの線積分を求めソート(並び替え)を行い特徴点を抽出する処理であり非常に効率よく計算することが可能である。

(画像処理方法)

図13に、3次元対象物から得られた3次元CTデータの値を補正する画像処理方法の処理フローを示す。

[0063] 先ず、3DX装置において、所定の軸を中心として、3次元対象物を1回転して3次元CTデータが収集される(S10)。

[0064] 次いで、3次元対象物から得られた3次元CTデータから、補正値を生成するために用いられる閾値を設定する(S11)。

[0065] この手順においては、例えば、大津が提案した最小2乗規準に基づく自動しきい

値選定法又は式(10)に基づいて、閾値を設定する。

[0066] 次いで、補正対象の3次元CTデータと補正対象の3次元CTデータの周辺の複数の3次元CTデータとからなる3次元CTデータブロックの平均値を求める(S12)。

[0067] 式(7)を用いて、画素毎に近傍画素の平均値 A_{va} を算出する。

[0068] 前記閾値設定手順で設定された閾値と前記平均値算出手順で求められた平均値